



#6 PRIORITY REC
AUG 6 TO
CHALON SUR SAONE

jc511 U.S. PRO
09/516122
03/01/00



BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 02 DÉC. 1999

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

INSTITUT NATIONAL DE LA PROPRIETE INDUSTRIELLE	SIEGE 26 bis, rue de Saint Petersbourg 75800 PARIS Cedex 08 Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 93 59 30
---	--

THIS PAGE BLANK (USPTO)



INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 93 59 30

BREVET D'INVENTION, CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle-Livre VI

cerfa
N° 55-1328

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE

Confirmation d'un dépôt par télécopie

Cet imprimé est à remplir à l'encre noire en lettres capitales

Réservé à l'INPI

DATE DE REMISE DES PIÈCES

4 MARS 1999

N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL

99 02711

DÉPARTEMENT DE DÉPÔT

TS

DATE DE DÉPÔT

04 MARS 1999

2 DEMANDE Nature du titre de propriété industrielle

- brevet d'invention demande divisionnaire
 certificat d'utilité transformation d'une demande de brevet européen



Établissement du rapport de recherche

différé immédiat

Le demandeur, personne physique, requiert le paiement échelonné de la redevance

oui non

Titre de l'invention (200 caractères maximum)

"Méthode de commande de l'exposition dans des systèmes d'imagerie radiologique"

3 DEMANDEUR (S) n° SIREN

code APE-NAF

Nom et prénoms (souligner le nom patronymique) ou dénomination

Forme juridique

GE MEDICAL SYSTEMS SA

Société Anonyme

Nationalité (s) Française

Adresse (s) complète (s)

Pays

283, rue de la Minière - 78533 BUC CEDEX -

FRANCE

En cas d'insuffisance de place, poursuivre sur papier libre

4 INVENTEUR (S) Les inventeurs sont les demandeurs

oui

non

Si la réponse est non, fournir une désignation séparée

5 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES

requise pour la 1ère fois

requise antérieurement au dépôt : joindre copie de la décision d'admission

6 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE

pays d'origine

numéro

date de dépôt

nature de la demande

7 DIVISIONS antérieures à la présente demande n°

date

n°

date

8 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE

(nom et qualité du signataire)

A. Casalonga

(bm 92-1044i)
Conseil en Propriété Industrielle

SIGNATURE DU PRÉPOSÉ À LA RÉCEPTION

SIGNATURE APRÈS ENREGISTREMENT DE LA DEMANDE À L'INPI

JL



DEPARTEMENT DES BREVETS

26bis, rue de Saint-Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08
Tél. : 01 53 04 53 04 - Télécopie : 01 42 93 59 30

MD/SB-B98/1919FR

BREVET D'INVENTION, CERTIFICAT D'UTILITE

DÉSIGNATION DE L'INVENTEUR

(si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)

N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL

99 02711

TITRE DE L'INVENTION :

"Méthode de commande de l'exposition dans des systèmes d'imagerie radiologique."

LE(S) SOUSSIGNÉ(S)

Société Anonyme dite : GE MEDICAL SYSTEMS SA

DÉSIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) (indiquer nom, prénoms, adresse et souligner le nom patronymique) :

KLAUSZ Rémy
3, rue Marcel Dassault
92200 Neuilly-sur-Seine

BOUTENKO Vladislav
72, rue Marcel Dassault
92100 Boulogne-Billancourt

NOTA : A titre exceptionnel, le nom de l'inventeur peut être suivi de celui de la société à laquelle il appartient (société d'appartenance) lorsque celle-ci est différente de la société déposante ou titulaire.

Date et signature (s) du (des) demandeur (s) ou du mandataire

Paris, le 11 Octobre 1999

A. CASALONGA
(bm 92-1044i)
Conseil en Propriété Industrielle

BUREAU D.A. CASALONGA-JOSSE
8 AVENUE PERCIER
75008 PARIS

Méthode de commande de l'exposition dans des systèmes d'imagerie radiologique

La présente invention concerne le domaine de l'imagerie radiologique. Un organe à étudier aux rayons X est placé entre une source de rayons X et un moyen de détection permettant une visualisation du faisceau de rayons X après sa traversée de l'organe.

5 De façon classique, la commande de l'exposition d'images radiologiques consiste à maintenir constante la brillance des images visibles. Ce principe est dérivé des premiers récepteurs d'images à sensibilité constante, notamment les films radiographiques pour les images statiques et les écrans fluorescents pour la fluoroscopie

10 Les systèmes connus utilisant des récepteurs d'images indirects, par exemple basés sur des intensificateurs d'images, reproduisent ce comportement en ayant, pour une application donnée, un gain fixé entre l'exposition d'entrée, également désignée par le terme "dose d'entrée" et la brillance de l'image visualisée, en ajustant 15 des gains de l'appareil de radiologie, tel que le gain optique par l'intermédiaire d'un diaphragme disposé dans le chemin optique, ou une amplification électronique, ou en ajustant un coefficient de gain numérique. La seule exception à ce gain fixe se trouve dans le cas où 20 les paramètres de rayons X atteignent leurs limites supérieures en radioscopie. Dans ce cas, le gain est accru dans le but de compenser la décroissance du signal. Cette méthode est connue généralement dans les systèmes vidéo sous le nom de commande automatique de gain.

25 La méthode utilisée pour la commande de brillance ou de dose consiste à utiliser le signal fourni par un capteur, le signal étant représentatif de la dose ou de la brillance, et de le comparer à une

référence correspondant au niveau désiré. Le résultat de cette comparaison est entré dans un dispositif commandant les paramètres des rayons X utilisés pour obtenir l'image (tension d'alimentation du tube, courant d'alimentation du tube ou produit du courant par le temps), dans le but de rétablir le niveau désiré.

Il est intéressant de remarquer ce qui se passe lorsque l'agrandissement géométrique est modifié, c'est-à-dire lorsque soit l'objet devant être étudié aux rayons X, soit la source de rayons X, soit le récepteur d'image est déplacé le long de l'axe du faisceau de rayons X. En négligeant les effets de diffusion des rayonnements, le capteur de brillance réagira exclusivement aux changements de la distance entre la source et le récepteur, selon l'inverse du carré de cette distance. Si la distance est accrue, la boucle de commande provoquera un accroissement des paramètres des rayons X, et l'inverse si la distance est diminuée.

Or, cette méthode peut présenter des inconvénients. On appelle SOD la distance entre la source de rayons X et le plan contenant un détail significatif de l'objet présentant un intérêt et dont l'image doit être obtenue, et SID la distance entre la source de rayons X et le détecteur de rayons X. Si le rapport d'agrandissement, égal au rapport de la distance SID/SOD est modifié sans toutefois changer la distance SID, le nombre de photons X traversant le détail intéressant sera modifié selon le carré de ce rapport. Par conséquent, on modifiera l'amplitude du bruit quantique associé au nombre de photons et donc le rapport signal sur bruit efficace, même si la modification de l'agrandissement n'a pas de conséquence sur la résolution spatiale.

Lorsque le changement d'agrandissement est réalisé par un changement de la distance SID, l'effet résultant sur le rapport signal sur bruit dépendra de la combinaison des effets du changement de l'intensité de la source causée par la modification de la distance SID et de l'agrandissement, respectivement. Dans tous les cas, le changement des géométries par déplacement du récepteur d'images à l'opposé de l'objet ou par déplacement de l'objet en direction de la source entraînera une augmentation significative de la dose reçue par le patient.

La présente invention a pour objet de remédier à ces inconvenients.

La présente invention a pour objet de proposer un procédé permettant une variation de l agrandissement sans accroître la dose reçue.

Le procédé, selon l'invention, sert à ajuster la dose d'entrée d'un appareil de radiologie du type comprenant une source de rayonnement d'un faisceau de rayons X, un moyen de détection du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe devant être visualisé, et un moyen de visualisation connecté au moyen de détection. On estime la distance entre la source de rayonnement et l'organe, et, lorsque la distance entre la source de rayonnement et l'organe ou la distance entre la source de rayonnement et le moyen de détection varie, on modifie la dose d'entrée en fonction des dites distances pour conserver une dose équivalente sensiblement constante dans le plan contenant l'organe, la distance entre la source de rayonnement et le moyen de détection étant connue.

Dans un mode de réalisation de l'invention, on estime la distance entre la source de rayonnement et un détail intéressant de l'organe.

Avantageusement, on modifie la dose d'entrée en fonction du rapport du carré de la distance entre la source de rayonnement et l'organe et du carré de la distance entre la source de rayonnement et le moyen de détection.

Dans un mode de réalisation de l'invention, la distance entre la source de rayonnement et l'organe est estimée par approximation de la distance entre l'organe et une table de support du patient, compte tenu de la morphologie du patient.

Dans un mode de réalisation de l'invention, la distance entre la source de rayonnement et l'organe est estimée en considérant que l'organe est placé sensiblement sur un axe de rotation de l'appareil de radiologie.

Avantageusement, dans le cas où l'appareil de radiologie comprend un diaphragme situé dans un trajet optique et permettant d'ajuster l'atténuation de la quantité de lumière le traversant ou tout

autre moyen optique tel que, par exemple, un filtre à atténuation variable, l'ouverture du diaphragme ou du moyen optique est commandée pour régler le gain, de façon qu'une dose équivalente sensiblement constante dans le plan contenant l'organe soit conservée.

Dans un mode de réalisation de l'invention, connaissant la dimension réelle de l'organe ou d'un matériel introduit dans le patient pour les besoins médicaux, on effectue un traitement d'images pour reconnaître le dit organe dans les différentes images, on mesure la dimension du dit organe et on calcule le rapport entre la dimension réelle et la dimension mesurée pour en déduire le facteur d agrandissement réel.

L'invention a également pour objet un appareil de radiologie comprenant une source de rayonnement d'un faisceau de rayons X, un moyen de détection du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe devant être visualisé, un moyen de visualisation connecté au moyen de détection, et des moyens de mise en oeuvre du procédé ci-dessus.

Ainsi, on réduit l'exposition du patient aux rayons X lorsqu'un agrandissement élevé est utilisé. On empêche l'utilisation de paramètres de rayons X trop élevés lorsque les distances source-récepteur d'images élevées sont utilisées avec un facteur d'agrandissement important. En particulier, on peut éviter l'utilisation de tensions d'alimentation de la source de rayons X trop élevées qui risquerait de provoquer une dégradation du contraste de l'image.

La présente invention sera mieux comprise à l'étude de la description détaillée de quelques modes de réalisation pris à titre d'exemples nullement limitatifs et illustrés par les dessins annexés, sur lesquels :

les figures 1 et 2 sont des vues schématiques d'appareils de radiologie selon l'art antérieur ;

la figure 3 est une vue schématique d'un appareil de radiologie conforme à l'invention utilisé avec une table classique ;

la figure 4 est une vue schématique d'un appareil de radiologie conforme à l'invention utilisé avec une table mobile ; et

la figure 5 est une vue schématique d'un appareil de

radiologie conforme à l'invention à bras en "C" à mouvements isocentriques.

Comme on peut le voir sur la figure 1, l'appareil de radiologie comprend un tube à rayons X 1 capable d'émettre un faisceau de rayons X 2. Le tube à rayons X 1 est alimenté par une source 3 de haute tension commandée par une unité de commande 4. Sur le trajet du faisceau de rayons X 2 sont disposés un objet 5 devant être étudié, par exemple une partie d'un corps d'un patient, et un récepteur d'images 6 de type numérique, par exemple un détecteur à l'état solide, apte à émettre en sortie sur une ligne 7 un signal numérique représentatif de l'image obtenue par le récepteur d'images 6 qui capte le faisceau de rayons X après qu'il a traversé l'objet 5. La ligne 7 peut être connectée à des moyens de traitement d'images et à des moyens de visualisation tel qu'un écran, non représentés.

L'appareil de radiologie comprend également un capteur de brillance 8 capable d'émettre sur la ligne 9 reliée à l'unité de commande 4, un signal représentatif de la brillance de l'image obtenue. Le capteur de brillance peut être formé par une partie du détecteur à l'état solide. L'unité de commande 4 est également reliée à une ligne 10 sur laquelle elle reçoit un signal de référence de brillance pour permettre une commande du générateur de tension 3 tel que le niveau de brillance soit maintenu constant.

Dans le mode de réalisation de la figure 2, un filtre 19 est disposé dans le faisceau de rayons X en sortie du tube 1. Le récepteur d'images 6 comprend un intensificateur d'image radiologique 21, un diaphragme à iris 22 et une caméra vidéo 23 disposés après l'objet 5 dans le sens de propagation du faisceau de rayons X. L'intensificateur 21 réalise la transformation du faisceau de rayons X en un faisceau de lumière visible. Le diaphragme 22 est commandé par l'unité de commande 4 et permet le réglage du gain. La caméra vidéo 23 comporte une matrice de cellules CCD et un estimateur de dose ou de niveau 24 relié à l'unité de commande 4, et fournit en sortie un signal que l'on exploite pour visualiser l'image radiologique.

Dans la présente invention, on estime la distance entre le tube à rayons X et le ou les détails intéressants de l'objet et lorsque la

géométrie change, on change la dose d'entrée du récepteur d'images en tenant compte de la distance SID et de la distance SOD dans le but de réduire les variations de la dose équivalente dans le plan contenant le détail intéressant à l'intérieur de l'objet 5, consécutivement au changement des dites distances SID et SOD.

Comme on le voit sur la figure 3, dans le cas d'un système d'imagerie où le tube est placé en dessous du patient, la distance entre le tube à rayons X 1 et la surface 12 du plateau de la table 11 est constante et connue. On considère alors que le détail intéressant dans le corps du patient est en moyenne à une hauteur constante de la surface 12 du plateau de la table 11, par exemple 10 à 15 cm. Cette distance peut être modifiée selon l'examen réel qui est en cours et selon une connaissance à priori de l'anatomie, par exemple en considérant qu'une vertèbre a une hauteur de 5 cm.

Le récepteur d'images 6 est mobile perpendiculairement à l'axe du faisceau de rayons X dans la direction illustrée par la flèche 13. Le plan 14 perpendiculaire à l'axe du faisceau de rayons X et dans lequel se situent les détails intéressants du corps du patient est donc estimé et on en déduit la distance SOD entre le tube à rayons X 1 et le détail du corps du patient. La distance SID entre le tube à rayons X 1 et le récepteur d'images 6 dépend de la géométrie de l'appareil de radiologie et est également connue. On peut alors agir sur les paramètres d'alimentation du tube à rayons X 1 de façon à conserver la dose équivalente reçue dans le plan 14 constante quelque soit l'évolution de la distance SID, de préférence en utilisant un facteur de correction correspondant au rapport entre le carré de la distance SOD et le carré de la distance SID.

A titre d'exemple, en radioscopie, en prenant comme référence une distance SID égale à 1m et une distance SOD égale à 0,85m, avec un débit de dose à l'entrée du récepteur d'images de $60 \mu\text{R/s}$, si le récepteur d'images est éloigné de l'objet d'une distance de 0,25m, la distance SID devient 1,25m et la distance SOD reste constante. Le rapport $\text{SOD}^2 / \text{SID}^2$ passe de la valeur 0,7225 à la valeur 0,4624. Le débit de dose à l'entrée du récepteur d'images passe de $60 \mu\text{R} / \text{seconde} \times (0,4624 / 0,7225) = 38,4 \mu\text{R} / \text{seconde}$. Si

pour une distance SID conservée égale à 1m, l'objet est déplacé vers le tube à rayons X de 0,15m, la distance SOD est égale à 0,7m et le rapport SOD^2 / SID^2 passe de 0,7225 à 0,49. Le taux de dose d'entrée dans le récepteur d'images passe alors de $60 \mu\text{R} / \text{seconde} \times (0,49 / 0,7225) = 40,7 \mu\text{R} / \text{seconde}$.

Sur la figure 4 est illustré la cas où le récepteur d'images 6 est disposé sous la table 11, le tube à rayons X 1 étant disposé au-dessus du patient 5 reposant sur la table 11. La distance entre le récepteur d'images 6 et la surface supérieure 12 de la table 11 est connue et fixe. Le détail intéressant du corps du patient 5 est situé par rapport à la surface supérieure 12 à une distance que l'on estime. Dans ce cas, on procède donc par estimation pour connaître la distance entre le récepteur d'images 6 et le plan 14. On connaît donc la différence entre la distance SID et la distance SOD. On connaît par ailleurs la distance SID entre le tube à rayons X 1 et le récepteur d'images 6 qui dépend de la géométrie de l'appareil de radiologie et du déplacement du tube à rayons X 1 dans la direction de la flèche 15. Connaissant ainsi la distance SID et la différence SID - SOD, on peut donc calculer la distance SOD et le rapport SOD^2 / SID^2 qui sera utilisé pour la correction de la dose d'entrée dans le récepteur d'images 6.

Sur la figure 5 est illustré le cas d'un appareil de radiologie comprenant un bras en "C" à mouvement isocentrique. Ce type d'appareil de radiologie comprend généralement deux ou trois axes de rotation permettant de prendre des images selon différents angles par rapport à un isocentre géométrique immobile généralement situé dans le plan 14 qui contient le détail intéressant du corps du patient. Dans ce cas, on prend l'estimation selon laquelle le détail intéressant du corps du patient est disposé à l'isocentre dont la position géométrique par rapport à l'appareil de radiologie est connue. Le plan 14 est donc un plan perpendiculaire à l'axe de propagation 16 du faisceau de rayons X. L'isocentre se trouve à l'intersection de l'axe 16 et du plan 14.

La table 11 reste horizontale quelque soit le mouvement de l'appareil de radiologie et peut être déplacée verticalement en hauteur dans la direction de la flèche 17. La position du récepteur d'images 6

est fixe par rapport au tube à rayons X 1 à ceci près qu'il peut se déplacer dans la direction de la flèche 18, c'est-à-dire le long de l'axe 16 de propagation des rayons X. On connaît donc la distance SID qui dépend de la géométrie de l'appareil de radiologie et du déplacement du récepteur d'images 6 le long de l'axe 16. On connaît la distance SOD qui dépend de la géométrie de l'appareil de radiologie car la distance entre l'isocentre et le tube à rayons X 1 reste constante. En cours d'utilisation de l'appareil de radiologie, la table 11 est déplacée en hauteur de façon que le détail du corps du patient devant être étudié se trouve placé à l'isocentre ou, à défaut à proximité immédiate de l'isocentre.

Avantageusement, lorsque le récepteur d'images est un intensificateur d'images et que le signal relatif à la brillance est obtenu à partir du signal vidéo fourni par une caméra vidéo disposée en aval de l'intensificateur d'images dans le sens de propagation des rayons X, et lorsque le gain optique est ajusté au moyen d'un diaphragme disposé entre l'intensificateur d'images et la caméra vidéo, on peut changer l'ouverture du diaphragme dans une proportion qui permet de suivre en temps réel des variations de l'agrandissement géométrique de façon conforme à l'invention, incluant une compensation exacte par un facteur égal au rapport SOD^2 / SID^2 .

Lorsque le détail intéressant du corps du patient ou un matériel introduit dans le patient pour les besoins médicaux a des dimensions connues, ou des dimensions relatives prises par rapport à une référence dans des conditions particulières, connues, il est possible de déterminer le facteur d'agrandissement réel dans le plan du détail intéressant par des moyens de traitement d'images capables de reconnaître ledit objet dans les images dans un délai compatible avec le fonctionnement de la commande automatique de brillance, de mesurer les dimensions dudit objet et de calculer le rapport entre la dimension de référence et la dimension mesurée.

Grâce à l'invention, on dispose d'un procédé permettant de réduire significativement la dose reçue par le patient par rapport aux méthodes connues à ce jour. On parvient ainsi à découpler l'aspect géométrique de l'agrandissement, de l'amélioration possible de l'image

fournie par un accroissement du rayonnement rapporté à un élément de l'anatomie.

REVENDICATIONS

1. Procédé d'ajustement de la dose d'entrée d'un appareil de radiologie du type comprenant un moyen d'émission du faisceau de rayons X, un moyen de détection du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe devant être visualisé, et un moyen de visualisation connecté au moyen de détection, dans lequel, on estime la distance entre le moyen d'émission et l'organe, et, lorsque la distance entre le moyen d'émission et l'organe ou la distance entre le moyen d'émission et le moyen de détection varie, on modifie la dose d'entrée en fonction des dites distances pour conserver une dose équivalente sensiblement constante dans le plan contenant l'organe, la distance entre le moyen d'émission et le moyen de détection étant connue.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel on estime la distance entre le moyen d'émission et un détail intéressant de l'organe.

3. Procédé selon la revendication 1 ou 2, dans lequel on modifie la dose d'entrée en fonction du rapport du carré de la distance entre le moyen d'émission et l'organe et du carré de la distance entre le moyen d'émission et le moyen de détection.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la distance entre le moyen d'émission et l'organe est estimée par approximation de la distance entre l'organe et une table de support du patient, compte tenu de la morphologie du patient.

5. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, dans lequel la distance entre le moyen d'émission et l'organe est estimée en considérant que l'organe est placé sensiblement sur un axe de rotation de l'appareil de radiologie.

6. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, l'appareil de radiologie comprenant un diaphragme situé dans un trajet optique et permettant d'ajuster l'atténuation de la quantité de lumière le traversant, l'ouverture du diaphragme est commandée pour régler le gain, de façon qu'une dose équivalente sensiblement constante dans le plan contenant l'organe

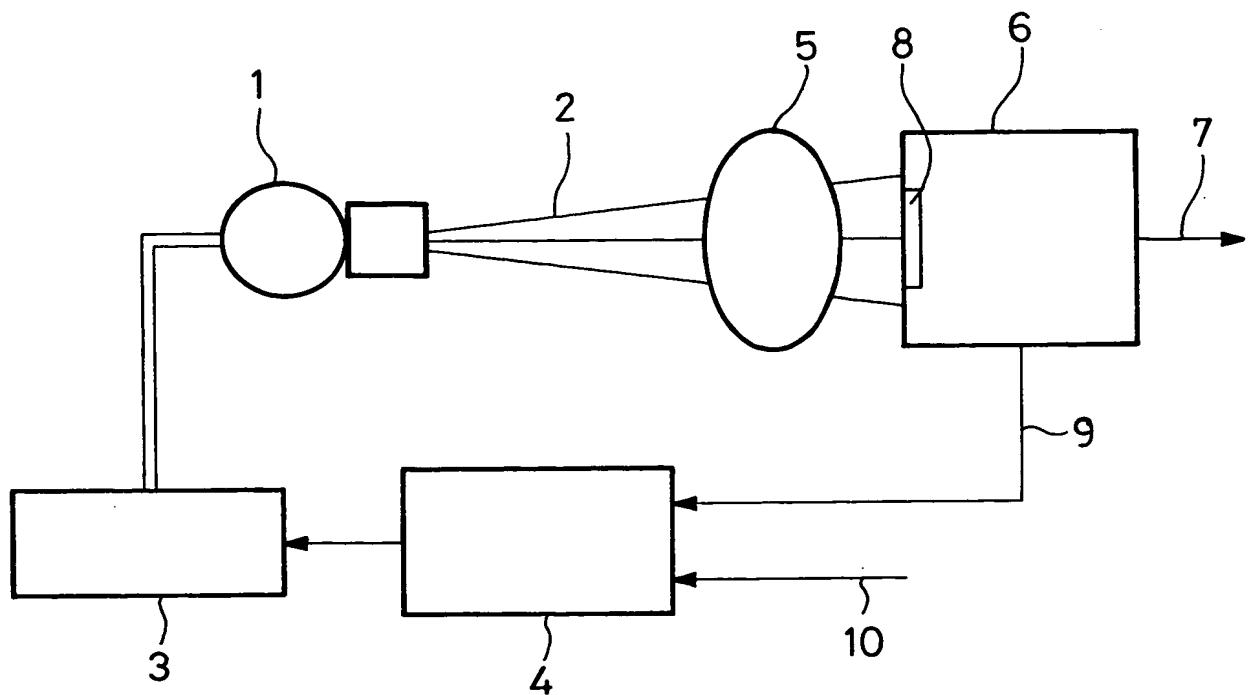
soit conservée.

7. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, connaissant la dimension réelle de l'organe ou d'un matériel introduit dans le patient pour les besoins médicaux, 5 on effectue un traitement d'images pour reconnaître le dit organe dans les différentes images, on mesure la dimension du dit organe et on calcule le rapport entre la dimension réelle et la dimension mesurée pour en déduire le facteur d agrandissement réel.

8. Appareil de radiologie du type comprenant un moyen 10 d'émission (1) du faisceau de rayons X, un moyen de détection (6) du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe devant être visualisé, et un moyen de visualisation connecté au moyen de détection, caractérisé par le fait qu'il comprend des moyens de mise en oeuvre du procédé selon l'une quelconque des revendications 15 précédentes.

1/3

FIG_1



FIG_3

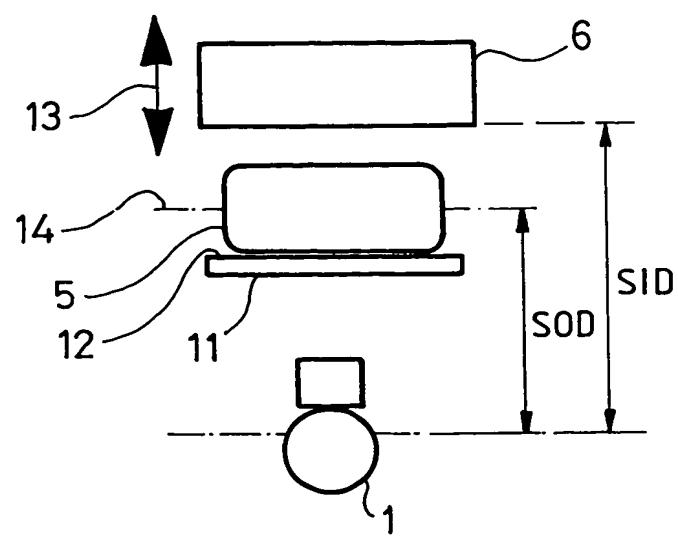
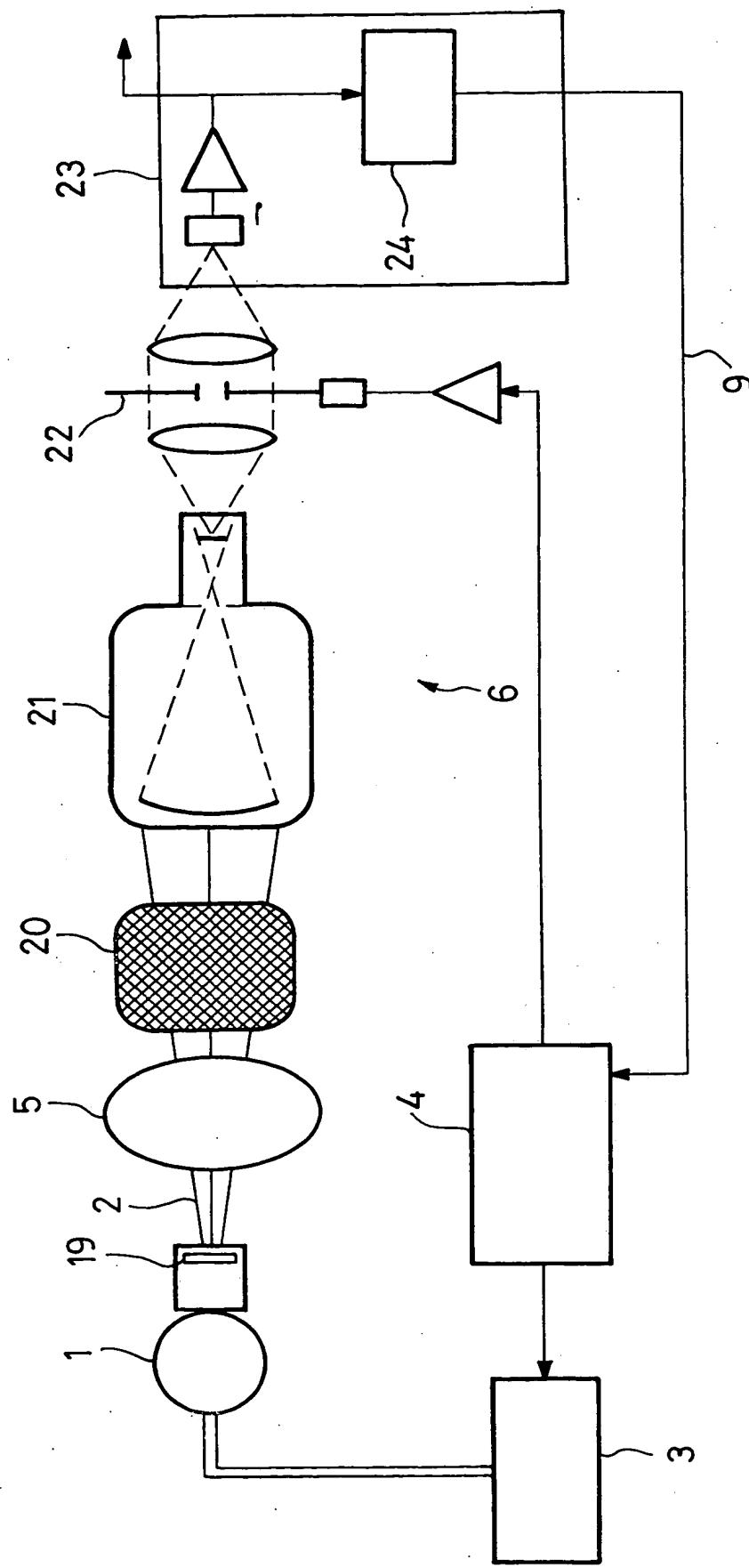


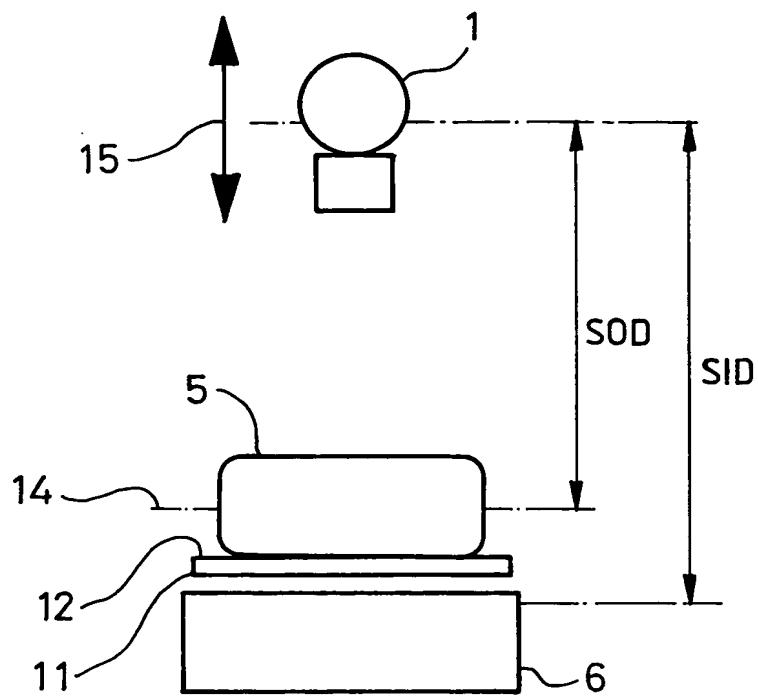
FIG-2

2/3



3 / 3

FIG_4



FIG_5

